



①⑨ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 198 12 714 A 1**

⑤① Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**C 07 K 14/78**  
A 61 F 2/28  
A 61 L 27/00

②① Aktenzeichen: 198 12 714.6  
②② Anmeldetag: 24. 3. 98  
④③ Offenlegungstag: 30. 9. 99

DE 198 12 714 A 1

⑦① Anmelder:  
Merck Patent GmbH, 64293 Darmstadt, DE

⑦② Erfinder:  
Bradt, Jens, 01099 Dresden, DE; Weis, Karl, Dr.,  
01705 Freital, DE; Pompe, Wolfgang, Prof., 01737  
Kurort Hartha, DE

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

⑤④ Verfahren zur Herstellung von mineralisierten Kollagenfibrillen und deren Verwendung als  
Knochenersatzwerkstoff

⑤⑦ Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Herstellung von  
mineralisierten Kollagenfibrillen, wobei die Fibrillenbil-  
dung und Mineralisierung in einem Prozeßschritt ablau-  
fen sowie deren Verwendung als Knochenersatzmaterial.

DE 198 12 714 A 1

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Herstellung von mineralisierten Kollagenfibrillen, wobei die Fibrillenbildung und Mineralisierung in einem Prozeßschritt ablaufen. Ein weiterer Gegenstand der Erfindung ist ein Verfahren zur Herstellung eines Kollagen/Calciumphosphatkomposits ausgehend von mineralisierten Kollagenfibrillen, die in einem Calciumphosphatzement eingebettet werden. Dieser dient dann als Knochenersatzmaterial.

Kollagenes Gewebe besitzt als Biomaterial gegenüber anorganischem Material viele Vorteile. Kollagen ist ein wichtiges Protein bei Tieren und macht etwa 30% der Proteine der Wirbeltiere aus. Es besitzt die Fähigkeit, in vitro in Fibrillen zu assemblieren, wobei diese in verschiedenen Modifikationen hergestellt werden können. Im menschlichen Knochen stellt Kollagen als Strukturmaterial die organische Matrix dar, in der Mineralien bestehend aus Calcium-, Phosphat-, Hydroxyl-, Fluorid- und Carbonationen etc. eingelagert werden.

Aus der Ähnlichkeit zu menschlichem Gewebe ergibt sich ein wichtiger Vorteil gegenüber alternativen Materialien. Dieser Vorteil wird ausgenutzt um Prothesen und Biomaterialien herzustellen.

Aus dem Stand der Technik sind zahlreiche Dokumente bekannt, die sich mit der Mineralisierung von Kollagen beschäftigen.

Die GB-1068 587 (Baxendale et. al, 1963) offenbart lösliches Kollagen (aus Rattenschwänzen), welches rekonstituiert und durch Immersion in einer übersättigten Calciumphosphatlösung mineralisiert wird. Die Assemblierung in Gegenwart von ATP oder Chondroitinsulfat führt zu sog. SLS bzw. FLS (vgl. G. Reich "Kollagen", Theodor Steinkopff, Dresden (1966) S. 134 ff.) und nicht wie irrümlich angenommen zu Kollagenfibrillen mit 64 nm-Periode.

Die US-5320 844 (Lui, 1992) beschreibt quervernetztes Kollagen, welches in einer sauren Lösung dispergiert und durch Zugabe einer Calcium- und Phosphatlösung mit neutralem pH mineralisiert wird. Entweder werden beide Lösungen gleichzeitig zugegeben, oder eine der beiden Lösungen wird vorher mit dem Kollagen vermischt.

Die US-5455 231, US-5231 169 und WO-93/12736 (Constantz et al.) beschreiben ein quervernetztes Kollagen, welches in basischer Lösung solubilisiert und anschließend eine Calcium- und eine Phosphatlösung über mehrere Stunden zugetröpft wird. Ein Assemblierungsschritt findet hier nicht statt.

Die US-5532 217 (Silver et al., 1995) offenbart Kollagenfasern, die aus einer sauren Kollagenlösung entstehen, welche in einem Neutralisierungspuffer extrudiert wird. Die Fasern, die einen Durchmesser von 20 bis 500 µm besitzen, werden anschließend mineralisiert, z. B. in einer Doppeldiffusionskammer.

Die vorliegende Erfindung hat sich die Aufgabe gestellt, ein Verfahren zur Herstellung von mineralisierten Kollagenfibrillen bereitzustellen, womit ein homogen mineralisiertes Kollagen entsteht. Dabei soll nur natives, also nicht rekombinantes Kollagen verwendet werden.

Eine weitere Aufgabe bestand darin, ein Verfahren zur Herstellung eines Kollagen/Calciumphosphatkomposits unter Verwendung der mineralisierten Fibrillen zur Verfügung zu stellen, wodurch ein besserer Verbund zwischen Kollagen und Calciumphosphatzement gewährleistet wird.

Die erste Aufgabe konnte überraschend einfach durch ein Verfahren zur Herstellung von mineralisierten Kollagenfibrillen gelöst werden, indem Fibrillenbildung und Mineralisierung in einem Prozeßschritt ablaufen.

Die zweite Aufgabe konnte durch ein Verfahren zur Her-

stellung eines Kollagen/Calciumphosphatkomposits gelöst werden, indem die mineralisierten Kollagenfibrillen in einem Calciumphosphatzement bei einem bestimmten Gewichtsverhältnis eingebettet werden.

Die Herstellung der mineralisierten Kollagenfibrillen erfolgt aus löslichem Kollagen. Die Verwendung von löslichem Kollagen beinhaltet die Möglichkeit einer höheren Aufreinigung gegenüber der Verwendung von nicht löslichem Kollagen, was das Risiko von Krankheitsübertragungen und Gewebeunverträglichkeit verringert. Die Möglichkeit, aus löslichem Kollagen Fibrillen zu rekonstituieren, ist seit langem bekannt (A. Veis, K. Payne "Collagen Fibrillogenesis" aus "Collagen" ed. M. E. Nimni Vol. 1, Biochemistry, CRC Boca Raton 1988).

Nicht quervernetztes Kollagen ist bei niedrigem pH ( $\text{pH} \approx 2$ ) löslich und assembliert sich bei neutralem pH zu Fibrillen. Die Rekonstitution erfolgt durch Mischen einer sauren Kollagenlösung mit einer neutralen Pufferlösung.

Als saure Kollagenlösung kommen alle Kollagenlösungen in Betracht, die gelöstes Calciumsalz bei einem sauren pH-Wert, vorzugsweise  $\text{pH} = 2$ , enthalten.

Als Pufferlösungen kommen alle neutralen Pufferlösungen in Betracht.

Die Mineralisierung der Kollagenfibrillen erfolgt durch Ausfällen von Calciumphosphat aus einer übersättigten Calciumphosphatlösung. Die Übersättigung wird erzeugt durch Mischen einer Calcium- und einer Phosphatkomponente. Dadurch, daß die Calcium- und die Phosphatkomponente zeitgleich mit der Kollagenlösung und der Pufferlösung gemischt werden, werden beide Prozesse gleichzeitig initiiert. Durch geeignete Wahl der Parameter muß eine geeignete Abfolge der Prozesse erreicht werden, d. h. die Fibrillenbildung muß vor der Mineralisierung beginnen, da die Kollagenfibrillen als Template (Substrat) für die Mineralisierung dienen sollen. Zugleich muß die Ausbildung einer dichten Kollagenstruktur soweit begrenzt werden, daß in einer praktisch sinnvollen Zeit noch ein hinreichendes Eindiffundieren von Calcium- und Phosphationen in die Kollagenfibrillen ermöglicht wird. Die gewünschte Abfolge der Prozesse wird nur in einem engen Parameterbereich erreicht.

Die erhaltenen Kollagenfibrillen besitzen im Gegensatz zu Kollagenfasern lediglich einen Durchmesser von 20–500 nm.

Bei der Mineralisierung können den erfindungsgemäßen Kollagenfibrillen gewünschtenfalls Polyaspartat, Polyglutamat, Polyliphosphoserin, andere Polycarboxylate oder nicht-kollagene Proteine oder Phosphoproteine zugesetzt werden, um die Mineralisierung zu verbessern und die Kinetik des Mineralisationsprozesses zu beeinflussen. Weiterhin ist der Zusatz von Knochenwachstumsfaktoren denkbar, die die Knochenneubildung anregen.

Es ist erfindungsgemäß weiterhin möglich, die mineralisierten Kollagenfibrillen in einem zweiten Verfahrensschritt in einen Calciumphosphatzement einzubetten. Der Calciumphosphatzement wird hergestellt aus Tetracalciumphosphat, Calciumhydrogenphosphat, Calciumhydroxylapatit, Calciumdihydrogenphosphat, Calciumcarbonat, Natriumphosphaten und/oder Gemischen davon, wobei das Gewichtsverhältnis des entstehenden Komposits Kollagen Calciumphosphat (CaP) 1 : 200 bis 1 : 1 beträgt.

Die Einzelkomponenten des Calciumphosphatzementes werden im festen Zustand auf eine geeignete Teilchengröße zerkleinert und durch Vermischen mit einer flüssigen Komponente zu einer plastischen Masse angerührt. Die Aushärtung der so gewonnenen Zementmischungen verläuft in zwei Schritten:

– Zunächst über einen definierten Zeitraum an Luft bei

## Raumtemperatur

– Anschließend über einen ebenfalls definierten Zeitraum in einer wäßrigen Phase, die Phosphat oder andere mineralische Bestandteile enthalten kann.

Die Einbettung der mineralisierten Kollagenfibrillen erfolgt durch Einmischen in den Zementprecursor. Der Vorteil der Einbettung mineralisierter Kollagenfibrillen besteht in der Vernetzung mit der Matrixphase (Calciumphosphatzement), was zu einer erhöhten Bruchzähigkeit führt.

Gewünschtenfalls können die o.g. nichtkollagenen Zusätze auch erst beim Einbetten des Knochenzementes zugegeben werden.

Die Einbettung der Kollagenfibrillen kann, je nach Anforderungsprofil, entweder orientiert oder nicht orientiert erfolgen. Dabei kann die Orientierung durch die Einbettung von Laminaten aus orientierten Fibrillen erreicht werden. Eine orientierte Einbettung ermöglicht einen höheren Kollagenanteil im Komposit. Außerdem kann auf diese Weise ein Material mit anisotropen mechanischen Eigenschaften, wie sie auch im Knochen vorliegen, erzeugt werden.

In den folgenden Beispielen sind Ausführungsformen der mineralisierten Kollagenfibrillen und des Kollagen/Calciumphosphatkomposits näher erläutert.

## Herstellung von mineralisierten Kollagenfibrillen

## Beispiel 1

Lösliches Kollagen I (aus Kalbshaut) wird in einer Konzentration von 1 mg/ml in 10 mM Salzsäure bei einer Temperatur von 4°C aufgelöst. Die Lösung wird entweder am selben Tag verarbeitet oder tiefgefroren bei -80°C gelagert.

Komponente 1 wird durch Mischen von 700 µl Kollagenlösung und 126 µl wäßriger Calciumchloridlösung (0.1 mol/l) bei 4°C hergestellt.

Komponente 2 wird durch Mischen von 165 µl wäßriger Natriumchloridlösung (2 mol/l), 240 µl wäßriger Tris-(hydroxymethyl)-aminomethan-lösung (0.5 mol/l, pH 7.4), 32.4 µl wäßriger  $\text{KH}_2\text{PO}_4/\text{K}_2\text{HPO}_4$ -Lösung (0.5 mol/l, pH 7.4) und 793 µl Wasser bei 4°C hergestellt.

Durch Zugabe von 574 µl Komponente 2 zu Komponente 1 und rasche Temperaturerhöhung auf 30°C werden Fibrillenlösung und Mineralisierung initiiert.

Das Gemisch wird bei 30°C inkubiert. Zunächst bilden sich Kollagenfibrillen, während sich gleichzeitig eine amorphe Calciumphosphatphase bildet. Nach ca. 90 Minuten wandelt sich die amorphe Calciumphosphatphase durch einen Lösungs-/Wiederausfällungsmechanismus in kristallinen Defektopatit um. Der neugebildete Defektopatit scheidet sich dabei bevorzugt auf den Kollagenfibrillen ab, wobei sich größere Cluster von Calciumphosphatkristallen bilden.

Das Produkt hat eine gelartige Konsistenz. Die anschließende Aufarbeitung erfolgt durch Zentrifugation des mineralisierten Kollagens und Dekantieren des Überstandes. Danach wird in dest. Wasser resuspendiert. Dieser Zyklus wird mehrmals wiederholt, um Puffersalze auszuwaschen. Schließlich wird gefriergetrocknet.

## Beispiel 2

Kollagenlösung und Komponente 1 wie in Beispiel 1. Komponente 2 wie in Beispiel 1 jedoch zusätzlich 37.5 µl wäßrige Natriumpoly-L-aspartat-Lösung (4 mg/ml) und nur 755 µl Wasser enthaltend. Die Präparation erfolgt wie in Beispiel 1.

Wie in Beispiel 1 bilden sich zunächst Kollagenfibrillen und amorphes Calciumphosphat. Die Umwandlung von

amorphem Calciumphosphat zum Defektopatit erfolgt jedoch erst nach ca. 8 Stunden. In diesem Fall scheiden sich einzelne Calciumphosphatkristallite ausschließlich auf und in den Kollagenfibrillen ab. Die Verbindung von Calciumphosphatkristallen und Kollagen ist gegenüber Beispiel 1 eindeutig verbessert. Aufarbeitung analog zu Beispiel 1.

Einbetten der mineralisierten Kollagenfibrillen in einen Calciumphosphatzement

## Beispiel 3

Zu einem Gemisch aus 500 mg Calciumdihydrogenphosphat und Calciumcarbonat wurden 5 mg mineralisierte Kollagenfibrillen zugegeben. Die Mischung wurde mit 230 ml Phosphatpuffer zu einer plastischen Masse angerührt, welche zunächst an Luft und anschließend in einem Phosphatpuffer aushärtete.

## Beispiel 4

Zu einem Gemisch aus 1 g Calciumdihydrogenphosphat und Calciumcarbonat wurden 150 mg Natriumphosphat und 288 mg mineralisierte Kollagenfibrillen hinzugegeben. Die Mischung wurde mit Wasser zu einer plastischen Masse angerührt, welche bei 100% Luftfeuchtigkeit aushärtete.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Herstellung von mineralisierten Kollagenfibrillen, **dadurch gekennzeichnet**, daß Fibrillenbildung und Mineralisierung in einem Prozessschritt ablaufen.

2. Verfahren gemäß Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Fibrillenbildung vor der Mineralisierung beginnt.

3. Verfahren nach den Ansprüchen 1 und/oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß nicht quervernetztes Kollagen eingesetzt wird.

4. Verfahren nach den Ansprüchen 1 und/oder 3, bestehend aus den Reaktionsschritten:

– Mischen einer sauren Kollagenlösung, die gelöstes Calciumsalz enthält, mit einer Pufferlösung, die Phosphat und Natriumchlorid enthält,

– Assemblierung des Kollagens zu Fibrillen durch Inkubieren eines Precursors bei einer geeigneten Temperatur und Mineralisierung des Calciumphosphats

– sowie übliche Reinigungsschritte.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Kollagenfibrillen einen Durchmesser von 20–500 nm besitzen.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß Polycarboxylate wie Polyaspartat, Polyglutamat, Polyphosphoserin oder nicht-kollagene Proteine oder Phosphoproteine zugesetzt werden.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß natives Kollagen eingesetzt wird.

8. Verfahren zur Herstellung eines Kollagen/Calciumphosphatkomposits ausgehend von mineralisierten Kollagenfibrillen hergestellt nach einem Verfahren gemäß den Ansprüchen 1

bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die mineralisierten Kollagenfibrillen in einem Calciumphosphatzement, bestehend aus Calciumphosphaten wie Tetra-calciumphosphat, Calciumhydrogenphosphat, Calciumhydrox-

ylapatit, Calciumdihydrogenphosphat und/oder Calciumcarbonat, Natriumphosphaten und/oder Gemischen davon, bei einem Gewichtsverhältnis Kollagen : CaP von 1 : 200 bis 1 : 1 eingebettet werden.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Einbettung der mineralisierten Kollagenfibrillen nicht orientiert ist. 5

10. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß eine orientierte Einbettung der mineralisierten Kollagenfibrillen durch Lamine aus orientierten Fibrillen erfolgt. 10

11. Verwendung von Kollagenfibrillen hergestellt nach einem der Ansprüche 1 bis 7 zur Herstellung von Knochenersatzmaterial.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65